

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 2002345785  
PUBLICATION DATE : 03-12-02

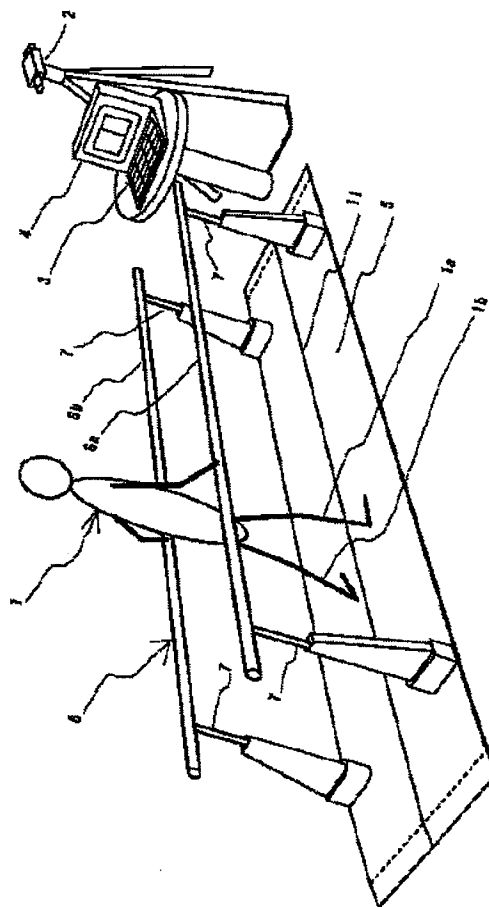
APPLICATION DATE : 22-05-01  
APPLICATION NUMBER : 2001152199

APPLICANT : HITACHI KIDEN KOGYO LTD;

INVENTOR : TAKAGI AKITERU;

INT.CL. : A61B 5/11 G06F 17/60 // A61H 1/02

TITLE : FOOTPRINT ANALYZING APPARATUS



ABSTRACT : PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a footprint analyzing apparatus to be applicable to a diagnostic apparatus by recording data of a walking training, grasping the training condition quantitatively, and comparing the data with past data.

SOLUTION: The footprint analyzing apparatus comprises an image taking device 2 for taking in an image of a walking subject, an image operating device 3 for executing the operation processing of the image taken by the image taking device 2, a display device 4 for displaying the result of the operation of the image operating device 3, and a memory device for storing the result of the operation. The image operating device 3 operates a position where each foot is brought into contact with the floor surface and the variation in the elapse of time of the position where each foot is brought into contact with the floor surface, and the display device 4 displays the variation in the elapse of time of the position where each foot is brought into contact with floor surface.

COPYRIGHT: (C)2003,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-345785

(P2002-345785A)

(43) 公開日 平成14年12月3日 (2002.12.3)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-ト*(参考)
A 6 1 B 5/11		G 0 6 F 17/60	1 2 6 E 4 C 0 3 8
G 0 6 F 17/60	1 2 6	A 6 1 H 1/02	R
// A 6 1 H 1/02		A 6 1 B 5/10	3 1 0 C
			3 1 0 B

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2001-152199(P2001-152199)

(22) 出願日 平成13年5月22日 (2001.5.22)

(71) 出願人 000233206

日立機電工業株式会社

兵庫県尼崎市下坂部3丁目4番1号

(72) 発明者 西部 邦彦

兵庫県尼崎市下坂部3丁目4番1号 日立  
機電工業株式会社内

(72) 発明者 大谷 正男

兵庫県尼崎市下坂部3丁目4番1号 日立  
機電工業株式会社内

(74) 代理人 100102211

弁理士 森 治 (外1名)

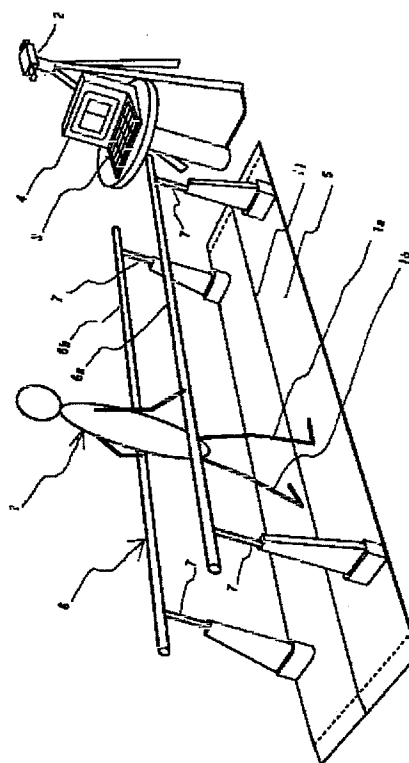
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 足跡分析装置

(57) 【要約】

【課題】 歩行訓練のデータを記録して、訓練状況を定量的に把握し、過去のデータとの比較により訓練データを診断装置に応用することができる足跡分析装置を提供すること。

【解決手段】 歩行画像を取り込む画像取り込み装置2と、この画像取り込み装置2の画像を演算処理する画像演算装置3と、この画像演算装置3の演算結果を表示する表示装置4と、演算結果を記憶する記憶装置とを備え、画像演算装置3が、取り込んだ画像から、各足の床面接触位置及び床面接触位置の各足毎の経時変化を演算し、表示装置4に床面接触位置の各足毎の経時変化を表示する。



# 【特許請求の範囲】

【請求項1】 歩行画像を取り込む画像取り込み装置と、該画像取り込み装置の画像を演算処理する画像演算装置と、該画像演算装置の演算結果を表示する表示装置と、該演算結果を記憶する記憶装置とを備え、前記画像演算装置が、前記取り込んだ画像から、各足の床面接触位置及び床面接触位置の各足毎の経時変化を演算し、前記表示装置が該床面接触位置の各足毎の経時変化を表示することを特徴とする足跡分析装置。

【請求項2】 前記画像演算装置が、歩行者の歩行速度、左右の足の間隔、前後の足の間隔、片足毎の前後の間隔、及び／又は左右のふらつきの演算又は統計演算処理を行い、前記表示装置が該演算結果の一部又は全部を表示することを特徴とする請求項1記載の足跡分析装置。

【請求項3】 前記記憶装置が、歩行者記号、歩行速度、左右の足の間隔、前後の足の間隔、片足毎の前後の間隔、及び／又は左右のふらつきの演算結果、または統計演算処理結果を測定毎に記憶し、前記画像演算装置が、測定毎のデータの比較演算を行うことを特徴とする請求項1又は2記載の足跡分析装置。

【請求項4】 前記表示装置を歩行者の略正面方向に設けたことを特徴とする請求項1、2又は3記載の足跡分析装置。

【請求項5】 画像演算装置が、2次元座標の一方の座標軸で右ステップ幅を累積し、他方の座標軸で左ステップ幅を累積するとともに、各ステップ幅毎の座標を演算し、該座標を座標グラフ上に表示させることを特徴とする請求項1、2、3又は4記載の足跡分析装置。

【請求項6】 画像演算装置が、健常者の基準座標が縦となるように、画像を所要角度回転させて表示させることを特徴とする請求項1、2、3、4又は5記載の足跡分析装置。

## 【発明の詳細な説明】

### 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、高齢者や足腰の不自由な人、足腰の手術後のリハビリ患者等の使用に適した足跡分析装置に関し、特に、訓練のデータを記録することができる足跡分析装置に関するものである。

### 【0002】

【従来の技術】歩行訓練は、高齢者や足腰の不自由な人や、手術後の患者等のリハビリにおいて多く採用され、なかでも、平行棒型の歩行装置はこの訓練の補助をなす器具として多用されている。この平行棒型の歩行装置は、一対の平行棒を支柱により手摺り状に略水平に配設したものからなり、平行棒につかまって歩行することにより、足腰の訓練を行うようになっている。一方、足跡分析装置は、このような歩行訓練の際に使用されるものであり、従来の足跡分析装置は、歩行後に足や靴などに付けた粉の位置から足跡位置の解析をしたり、床全面に

張り巡らせた歩行位置検出センサを用いて、歩行後に解析をしたり、足に赤外線を反射するマーカーを取り付け、赤外線カメラでその歩行挙動を解析するとともに、床に設けた足の力を検出する床反力計によりその足跡位置を分析するものであった。

### 【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従来の足跡分析装置においては、足の裏に粉を付けたり、足にマーカーを付けたりするわずらわしさがあつたり、床全面に張り巡らせた歩行位置検出センサは価格が高かつたり、赤外線カメラによるマーカーの挙動解析は床反力計と同時に用いるため価格が高かつたりすることから、実質的には普及率が低いという現状がある。したがって、歩行訓練を実施しても、歩行挙動に関する定量的な訓練データの把握が困難となり、これにより、医者や理学療法士において、訓練状況の定量的な把握がしにくい問題点があつた。

【0004】本発明は、上記従来の足跡分析装置が有する問題点に鑑み、歩行訓練のデータを記録して、訓練状況を定量的に把握し、過去のデータとの比較により訓練データを診断装置に応用することができる足跡分析装置を提供することを目的とする。

### 【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明の足跡分析装置は、歩行画像を取り込む画像取り込み装置と、該画像取り込み装置の画像を演算処理する画像演算装置と、該画像演算装置の演算結果を表示する表示装置と、該演算結果を記憶する記憶装置とを備え、前記画像演算装置が、前記取り込んだ画像から、各足の床面接触位置及び床面接触位置の各足毎の経時変化を演算し、前記表示装置が該床面接触位置の各足毎の経時変化を表示することを特徴とする。

【0006】この足跡分析装置では、前記画像演算装置が、前記取り込んだ画像から、各足の床面接触位置及び床面接触位置の各足毎の経時変化を演算し、前記表示装置が該床面接触位置の各足毎の経時変化を表示することから、歩行訓練者は、自らの歩行姿勢等を自らの目で視認しながら歩行することができる。

【0007】この場合において、前記画像演算装置が、歩行者の歩行速度、左右の足の間隔、前後の足の間隔、片足毎の前後の間隔、及び／又は左右のふらつきの演算又は統計演算処理を行い、前記表示装置が該演算結果の一部又は全部を表示することができる。

【0008】これにより、歩行訓練者は、自らの歩行姿勢、すなわち足や膝の傾き、場合によっては腰の左右の傾きやバランスなどを自らの目で視認しながら歩行することができる。

【0009】また、前記記憶装置が、歩行者記号、歩行速度、左右の足の間隔、前後の足の間隔、片足毎の前後の間隔、及び／又は左右のふらつきの演算結果、また

は統計演算処理結果を測定毎に記憶し、前記画像演算装置が、測定毎のデータの比較演算を行うことができる。

【0010】これにより、過去のデータとの比較などにより、訓練の進捗状況や回復度を定量的に把握することができ、上記データとともに有効に活用することにより、医者や理学療法士は患者の歩行訓練を有効に進めることが可能となり、短期間の歩行訓練を実現することができる。

【0011】また、前記表示装置を歩行者の略正面方向に設けることができる。

【0012】これにより、歩行者は下を向くことなく、正面方向を向いた状態で歩行の練習をすることが可能となる。

【0013】さらに、画像演算装置が、2次元座標の一方の座標軸で右ステップ幅を累積し、他方の座標軸で左ステップ幅を累積するとともに、各ステップ幅毎の座標を演算し、該座標を座標グラフ上に表示させることができる。

【0014】これにより、片方の足が悪い場合は、一般にその反対側の足のステップ幅が小さくなるため、このステップ幅の累積値が徐々に遅れることになり、ステップ幅毎の座標は、左右のステップ幅の差の大きさに対応して、健常者の基準座標からずれて表示されることから、歩行訓練者等は座標グラフを見ることにより、どちら側の足が異常であるか、異常の程度がどの程度であるかを一目で知ることができる。

【0015】そして、画像演算装置が、健常者の基準座標が縦となるように、画像を所要角度回転させて表示させることができる。

【0016】これにより、足の異常な側や異常の程度の確認をより容易にすることができる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明の足跡分析装置の実施の形態を図面に基いて説明する。

【0018】図1は、本発明の一実施例を示す斜視図であり、1は歩行者、1aは右足、1bは左足、2はビデオカメラ等からなる画像取り込み装置を示している。この足跡分析装置は、画像取り込み装置2により歩行者1の歩行挙動を略正面方向から取り込み、取り込んだ画像をパソコンなどの画像処理装置3に電送し、該画像処理装置3が内蔵する画像演算装置により歩行足跡の分析を行い、その演算結果を表示装置4に表示する。また、画像演算装置の演算結果は、画像処理装置が内蔵する記憶装置により記憶される。なお、図において、5は歩行床面、6は平行棒であり、一对の平行棒6a、6bを4本の支柱7と歩行床面5とによって略水平に支持している。

【0019】歩行の正確さや、回復度合い、リハビリテーションの効果などの評価を受ける歩行者1は、歩行床面5において、中心線11に沿ってできるだけ真っ直ぐ

に、画像取り込み装置2に向かって歩行する。このとき、画像取り込み装置2は、歩行者1の歩行挙動を取り込み、その画像信号を画像処理装置3に電送する。この画像信号は、例えば図2のようになり、少なくとも歩行者1の右足1aと左足1bは必ず画面内に存在するようにする。

【0020】次に、画像処理装置3において、前画面との比較により移動体としての歩行者1の存在は容易に把握でき、また画面の下側から順次走査することにより、各足位置の存在を容易に把握することができる。また、歩行を行えば、必ず左足1b、右足1aと交互に足位置が画面の下方向に移動すること、片足が移動中は反対側の足位置は停止していること、足位置は一般には画面において、歩行者の最下側に位置すること、画面を左右に分割した場合に右足1aは画面の左側に位置すること、左足1bは画面の右側に位置すること等の条件から、左足1b、右足1aと容易に区別してその挙動を把握することができる。

【0021】また、両足が同時に移動することではなく、片足が動き始めたときには反対側の足は必ず止まっていることから、止まっている足位置を演算することができる。さらに、動画像（動いている足）と静止画像（止まっている足）との違いは、前画面と次画面とを常時比較演算することにより簡単に区別することができる。ただし、片足が固定していても、足首などは微妙に動くので、このような微少運動は無視し、事前に定めた一定位置以上に大きく動く場合を動画像と決めることができる。

【0022】また、画像処理装置3において、画面の奥から手前（上から下）にかけての位置をX座標、左から右方向をY座標と定義すると、その各足位置が、画面のどの位置に存在するかを見ることにより、床面5における各足位置のX座標、Y座標を容易に知ることができる。以上の足位置の演算は上記に限るものではなく、例えば足位置にマーカーを取り付け、このマーカーの位置検出、床面に設けた床反力信号などの組み合わせにより求めることも可能である。

【0023】以上の分析により明らかとなった、歩行者の各足の位置とその時間変化から演算した足跡をX-Y平面上にプロットすると例えば図3のようになる。ここで、必要とする歩行の演算内容には、左右の歩隔40、左足のステップ幅41、43、45、右足のステップ幅42、44、ストライド46、及び図示しない歩行速度等がある。なお、左足のステップ幅41に右足のステップ幅42を加算したものがストライド46となり、破線で示す中央線からの各足跡位置までの歩隔47、48の時間変化を取ればふらつきに対するデータが得られる。このように、演算結果として得られた歩隔40、左足のステップ幅41、右足のステップ幅42、ストライド43、ふらつき、歩行速度などは、瞬時値や平均値などに

区別し、画像処理装置3の記憶装置に保存、記録される。合わせて、以下の演算結果に関しても、同様に統計処理されて記憶装置に保存、記録される。

【0024】図4は、安定した正常な歩行状況における足の移動位置を示した一例であり、横軸は時間経過、縦軸は画像処理装置により演算された各足毎のX位置の変化状況を示している。人の歩行では、必ず交互に各足を前に出しながら歩行するため、必ず、着地している足と移動している足とに分離することができる。床面に着地していても足首は微小な動きをしているが、そのような微小運動を無視すると、同図に示すごとく時間経過に対して停滞する領域30、31、32、33、34などが存在する。そして、これらが着地時の足の位置を示し、これらの間に移動している足位置のデータが続く。すなわち、30、32、34は右足の、31、33は左足の足跡を示している。このとき、30と31の距離41が左足のステップ幅、31と32の距離42が右足のステップ幅であり、両者の加算結果46がストライドとなる。歩行速度はこれらデータ全体の傾斜から容易に計算することができる。なお、実際の歩行では、これらのデータは一歩一歩ばらつきがあるので、平均値を計算して表示するとよい。左右の足幅40、47、48などは両足の着地位置におけるY値より簡単に算出することができる。

【0025】一方、図5は、左片麻痺患者などのように左足が悪く、例えば右足を大きく前に踏み出せない人の歩行状況を示した一例であり、横軸は時間経過、縦軸は画像演算装置により演算された各足毎のX位置の変化状況を示している。この場合も、演算方法は共通であるが、左足が悪いため、左足のステップ幅41の大きさに比べて右足のステップ幅42の大きさが小さいことがわかる。このように、左右のステップ幅のアンバランスデータから不具合箇所が明確になり、今後の治療方針の決定や、また過去のデータとの対比などにより、歩行の回復度なども知ることができ、歩行の診断のための有用なデータとなる。

【0026】図6は、このようなデータを別の角度から演算し、表示した一例である。図において、横軸50は、右足のみの右ステップ幅42、44の距離累積値であり、縦軸51は左足のみの左ステップ幅41、43、45などの距離累積値であり、黒点52、53、54等は足跡位置を、第1歩目から第n歩目までの左右の各ステップ幅毎の座標として座標グラフ上にプロットしたものである。また、図6において、(a)は健康者、(b)は左片麻痺、(c)は右片麻痺の場合の一般的な歩行例を示している。

【0027】同図(a)の健康者の場合は、左ステップ幅、右ステップ幅とも均等なので黒点52は斜め45度の直線(基準座標)52a上に位置する。これに対し、同図(b)の左片麻痺の場合は、左ステップ幅に比して

右ステップ幅が小さいので、右ステップ幅の累積値が徐々に遅れるため、黒点53は斜め45度の直線52aの上側に位置し、直線近似すると53aとなる。また、同図(c)の右片麻痺の場合は右ステップ幅に比して左ステップ幅が小さいので、左ステップ幅の累積値が徐々に遅れるため、黒点54は斜め45度の直線52aの下側に位置し、直線近似すると54aとなる。

【0028】図7は、図6の各図を反時計方向、すなわち左方向に45度回転して表示した場合を示している。したがって、この図7の縦軸52aに対して(a)の健康者の場合は52a上に黒点が位置するが、(b)の左片麻痺の場合は52aの左側、(c)の右片麻痺の場合は52aの右側に黒点が位置することとなり、これにより、健康者に比してどちら側の足が異常であるか、異常の程度がどの程度か、過去のデータとの比較により、練習成果、または回復の度合いなどを一目で知ることができる。

【0029】図8は、図7を実際の物理量に変換する場合の説明図であり、同図(a)の横軸はA(右ステップ幅累積50)、縦軸はB(左ステップ幅の累積51)、斜め45度の軸を各P軸、Q軸としており、歩行データ例54の座標値をA、B直交座標では(A、B)、またはP、Q座標軸では(P、Q)と定義している。したがって、図8(a)より幾何学的に、

$$P = A / \sqrt{2} - B / \sqrt{2} \quad (1)$$

$$Q = A / \sqrt{2} + B / \sqrt{2} \quad (2)$$

が得られる

【0030】また、図8(b)は横軸を $R = \sqrt{2}P$ 、縦軸を $S = \sqrt{2}Q$ 、言い換えれば、図8(a)における図全体を反時計方向に45度回転して横軸をP、縦軸をQとし、さらに $\sqrt{2}$ 倍に拡大表示した結果を示している。したがって、歩行データ54の座標(R、S)は、前記式(1)、(2)より、

$$R = A - B \quad (3)$$

$$S = A + B \quad (4)$$

すなわち、横軸Rは右ステップ幅と左ステップ幅の差の累計値、縦軸Sは右ステップ幅+左ステップ幅、すなわち各ストライドの累計値、したがって歩行者の進行位置となる。

【0031】図9は、歩行時における表示装置4での表示内容の一例を示しており、図において、12は画像取り込み装置により取り込んだ画像を、13は図8(b)の演算結果をそれぞれ示している。これらの表示は、パソコンなどを使用することにより、歩行訓練中にほぼ実時間で演算しながら表示、記録することが可能である。ここでの画像12は、取り込んだ画像の各画素情報を一旦画像処理装置3の記憶装置に取り込んでおき、表示時に画像が左右反転、すなわち鏡面反転するように表示させている。表示の範囲は、図2の取り込んだ画像全てを左右反転して表示してもよいし、図9のように歩行面を

中心に拡大して表示してもよい

【0032】また、図9において、演算結果13は右片麻痺の場合を示したが、上記説明したように、図7の演算内容を縦、横軸ともに $\sqrt{2}$ 倍しているため、横軸60（右←左）はステップ幅差累積値、縦軸61は歩行者の進行位置を示しており、歩行足跡データ62の傾向、すなわち直線近似62aが進行位置61のどちら側に傾斜しているかを目視で確認するだけで、どちらの足が悪い、正常に踏み出せないかを瞬時に確認、判断することが可能となる。また、同時に直線近似62aからのばらつきを見ることにより、安定性も容易に確認することができる。

【0033】この表示装置は、図1に示したように歩行者の略正面方向に設けており、歩行者1は図9の表示結果を見ながら歩行の練習を行うことができる。自らの歩行姿勢、すなわち足や膝の傾き、場合によっては腰の左右の傾きやバランスなどを自らの目で視認しながら歩行をすることにより、歩行者は下を向くことなく、正面方向を向いた状態で歩行の練習が可能となる。ここで、図9の表示画像12において、左右反転表示しているため、右足1aは、画面の向かって右側に、左足1bは画面の向かって左側に表示されている。したがって、歩行者は頭の中で深く思考することなく、自らの歩行挙動を理解し、自らの目で視認できるので、アンバランスな部分を修正したり、傾きを是正しながらの歩行練習が可能となる。

【0034】なお、表示装置4は、パソコンなどの表示装置を使用すれば簡単に移動することができるので、正しい歩行姿勢を保った状態で自らの歩行姿勢の視認や修正を行うために、歩行者の視線の高さに設置することが最も望ましい。また、目の悪い歩行者のためには、表示装置を例えば大型のプロジェクターなどとし、パソコンにより好みの大きさに拡大して表示することもできる。なお、左右の反転表示として、歩行者の正面に鏡を垂直に設置し、歩行者は鏡に映った自らの歩行姿勢を見ながら歩行練習を実施する方式があるが、鏡の場合では拡大表示をすることができない。また、凹面鏡を使用すれば、拡大は可能であるが、床面が歪んだり、拡大率を変更したりすることはできない。さらに、鏡の場合には、床面を傾斜させないために通常は垂直に設置するが、これにより、特に歩行者が興味を持って視認したい足元が下側となり、正しく正面を見ながらの姿勢が取れなくなる欠点もある。

【0035】これらの画面12、13は、歩行訓練に合わせて実時間で演算、表示できることから、歩行者はこれらの画面を同時に視認しながら歩行の練習を行うことができる。ただし、右画面13は、上記に限ることなく、図3に示した歩行足跡や、図4～図6に示すような内容であってもよいし、これら内の複数のものを同時に表示することも可能である。また、中央線11に対して

の左右のずれ量、または蛇行性を表示することも可能である。

【0036】一方、図10は、本発明の他の実施例を示したものであり、図1に示す実施例とは、画像取り込み装置2の位置を歩行者1の正面方向ではなく背面方向に設置した点が異っている。この場合の表示装置4の表示結果の一例を図11に示す。この画像取り込み装置2からは、歩行者1の後姿を捉えることが可能となり、左右反転することなく、図11の左画面14のようにそのまま右足1aが右側に、左足1bが左側に位置するように表示装置4に表示することができる。なお、図11に示す右側の演算結果13は、図9の場合と同様であり、作用効果も同じである。

【0037】図12は、前記各実施例の足跡分析装置の信号の流れを示したものであり、画像取り込み装置2で取り込んだ画像信号は、図示しない画像入力ボードを介して画像処理装置3に送られて演算処理される。画像処理装置3は、平均化処理などの統計処理機能も合わせ持っており、これらの画像処理装置3としては例えばパソコンなどを使用することができる。その演算結果は表示装置4に表示され、また、記憶装置によりこれらの演算結果を記憶したり、読み出したりすることができる。また、この記憶装置では、パソコン等を用いて、画像処理装置3において得られた訓練データを、フロッピディスク等の可搬記録媒体に記録することもできる。さらに、表示装置4では、演算結果の時間的な変動値の表示、フロッピディスク等の記録媒体から読み出した過去の訓練データとの比較表示などを行うことも可能である。また、過去の訓練結果との比較、再生なども可能であり、その結果は表示装置4に送られ、表示される。

【0038】かくして、本実施例の足跡分析装置によれば、前記画像演算装置が、前記取り込んだ画像から、各足の床面接触位置及び床面接触位置の各足毎の経時変化を演算し、前記表示装置が該床面接触位置の各足毎の経時変化を表示することから、歩行訓練者は、自らの歩行姿勢、すなわち足や膝の傾き、場合によっては腰の左右の傾きやバランスなどを自らの目で視認しながら歩行をすることができ、表示装置を適正な位置に設置することにより、歩行者は下を向くことなく正面方向を向いた状態で歩行の練習をすることが可能となる。ここで、表示画像は正面からの撮影の場合には左右反転表示しており、後面からの撮影の場合には左右反転しないで表示しているため、右足は、画面の向かって右側に、左足は画面の向かって左側に表示されている。したがって、歩行者は頭の中で深く思考することなく、自らの歩行挙動を理解し、自らの目で視認できるので、アンバランスを修正したり、傾きを是正しながらの歩行練習が可能となる。なお、表示装置4はパソコンなどの表示装置を使用すれば、簡単に移動可能であり、歩行者の視線の高さに設置することができ、正しい歩行姿勢を保った状態で自

らの歩行姿勢の視認、修正が可能となる。また、目の悪い歩行者のためには、表示装置を例えば大型のプロジェクターなどとし、パソコンによりお好みの大きさに拡大して表示することができる。また、歩行訓練者の歩行速度や、歩隔、左右の歩幅の違い、ふらつき具合などを演算、統計処理、表示、記憶することができる。また、過去のデータとの比較などにより、訓練の進捗状況や回復度などを定量的に把握することができ、上記データとともに有効に活用することにより、医者や理学療法士は患者の歩行訓練を有効に進めることが可能となり、短期間の歩行訓練を実現することができる。

【0039】以上のように、各実施例の足跡分析装置では、歩行速度や、歩隔、左右のステップ幅の違い、ふらつき具合などを、実時間で演算、統計処理、表示、記憶することができ、これらのデータを今後の治療や診断に有効に活用することにより、医者や理学療法士が患者の歩行訓練を有効に進めることができる。その結果、短期間に訓練を実施することが可能となる。

【0040】以上、本発明の足跡分析装置について、その実施例に基づいて説明したが、本発明は上記実施例に記載した構成に限定されるものではなく、例えば、図6～図8において、必要に応じて、左と右の座標軸を逆方向に取って表示することができるようにする等、その趣旨を逸脱しない範囲において適宜その構成を変更することができるものである。

#### 【0041】

【発明の効果】本発明の足跡分析装置によれば、前記画像演算装置が、前記取り込んだ画像から、各足の床面接触位置及び床面接触位置の各足毎の経時変化を演算し、前記表示装置が該床面接触位置の各足毎の経時変化を表示することから、歩行訓練者は、自らの歩行姿勢等を自らの目で視認しながら歩行をすることができる。

【0042】また、前記画像演算装置が、歩行者の歩行速度、左右の足の間隔、前後の足の間隔、片足毎の前後の間隔、及び／又は左右のふらつきの演算又は統計演算処理を行い、前記表示装置が該演算結果の一部又は全部を表示することにより、歩行訓練者は、自らの歩行姿勢、すなわち足や膝の傾き、場合によっては腰の左右の傾きやバランスなどを自らの目で視認しながら歩行をすることができる。

【0043】さらに、前記記憶装置が、歩行者記号、歩行速度、左右の足の間隔、前後の足の間隔、片足毎の前後の間隔、及び／又は左右のふらつきの演算結果、または統計演算処理結果を測定毎に記憶し、前記画像演算装置が、測定毎のデータの比較演算を行うことにより、過去のデータとの比較などにより、訓練の進捗状況や回復度などを定量的に把握することができ、上記データとともに有効に活用することにより、医者や理学療法士は患者の歩行訓練を有効に進めることが可能となり、短期間の歩行訓練を実現することができる。

【0044】そして、前記表示装置を歩行者の略正面方向に設けることにより、歩行者は下を向くことなく、正面方向を向いた状態で歩行の練習をすることが可能となる。

【0045】また、画像演算装置が、2次元座標の一方の座標軸で右ステップ幅を累積し、他方の座標軸で左ステップ幅を累積するとともに、各ステップ幅毎の座標を演算し、該座標を座標グラフ上に表示させることにより、片方の足が悪い場合は、一般にその反対側の足のステップ幅が小さくなるため、このステップ幅の累積値が徐々に遅れることになり、ステップ幅毎の座標は、左右のステップ幅の差の大きさに対応して、健常者の基準座標からずれて表示されることから、歩行訓練者等は座標グラフを見ることにより、どちら側の足が異常であるか、異常の程度がどの程度であるかを一目で知ることができる。

【0046】さらに、画像演算装置が、健常者の基準座標が縦となるように、画像を所要角度回転させて表示させることにより、足の異常な側や異常の程度の確認をより容易にすることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の足跡分析装置の一実施例を示す斜視図である。

【図2】同足跡分析装置において画像取り込み装置により取り込んだ画像の例を示す図である。

【図3】歩行後の各足の着地位置を連続的に表示した図である。

【図4】正常な人の歩行状況を示すグラフである。

【図5】正常でない人の歩行状況を示すグラフである。

【図6】左右のステップ幅を座標軸で累積して、各ステップ幅毎の座標を表示した例を示し、(a)は健常者、(b)は左片麻痺、(c)は右片麻痺の歩行状況を示す座標グラフである。

【図7】図6のグラフを反時計回りに45度回転した座標グラフである。

【図8】図7の座標グラフの内容を実際の物理量に変換する場合の説明図である。

【図9】表示装置における表示例を示す図である。

【図10】画像取り込み装置を歩行訓練者の背面側に配置した例を示す斜視図である。

【図11】図10に示す足跡分析装置の表示装置における表示例を示す図である。

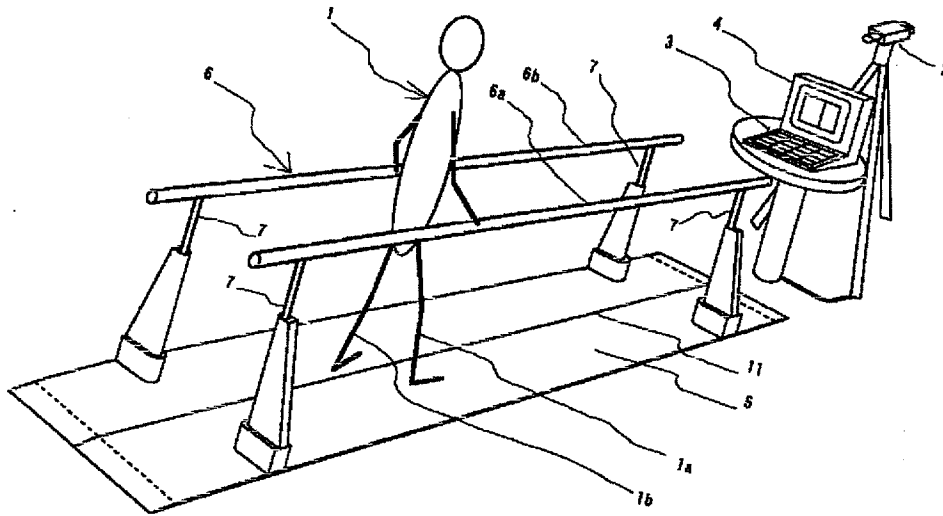
【図12】データ処理の流れを示すチャート図である。

#### 【符号の説明】

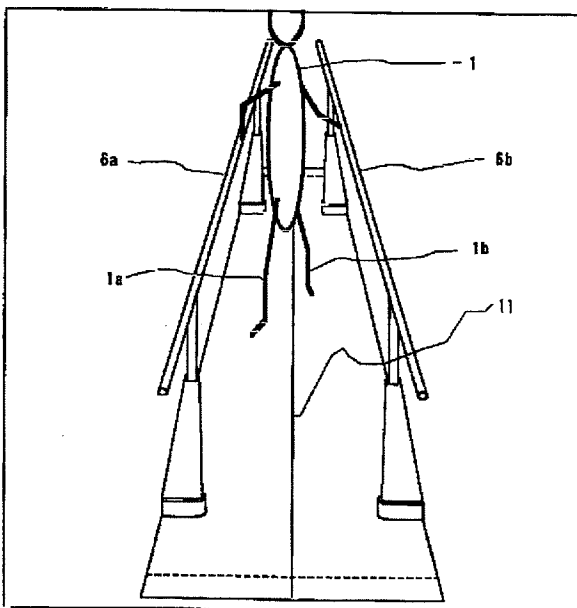
- 1 歩行者
- 1 a 右足
- 1 b 左足
- 2 画像取り込み装置
- 3 演算装置
- 4 表示装置

- |          |          |    |                    |
|----------|----------|----|--------------------|
| 5        | 歩行床面     | 46 | ストライド              |
| 6        | 平行棒      | 47 | 左足の中心線からの歩隔        |
| 7        | 支柱       | 48 | 右足の中心線からの歩隔        |
| 11       | 中央線      | 50 | 右ステップ幅の累積軸         |
| 12       | 左画面      | 51 | 左ステップ幅の累積軸         |
| 13       | 右画面      | 52 | 健常者のデータ            |
| 14       | 左画面      | 53 | 左片麻痺患者のデータ         |
| 30、32、34 | 右足の足跡    | 54 | 右片麻痺患者のデータ         |
| 31、33、35 | 左足の足跡    | 60 | 右ステップ幅-左ステップ幅差の累積軸 |
| 40       | 歩隔       | 61 | 進行位置を示す軸           |
| 41、43、45 | 左足のステップ幅 | 62 | 右片麻痺患者のデータ         |
| 42、44    | 右足のステップ幅 |    |                    |

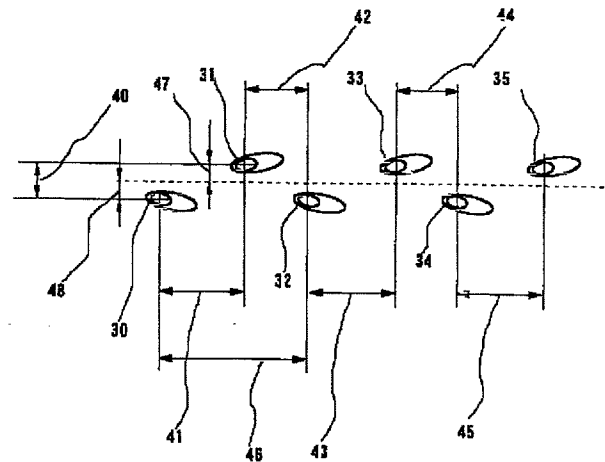
【図1】



【図2】

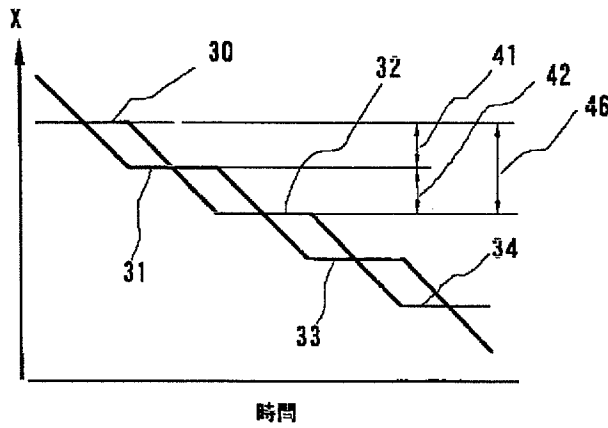


【図3】

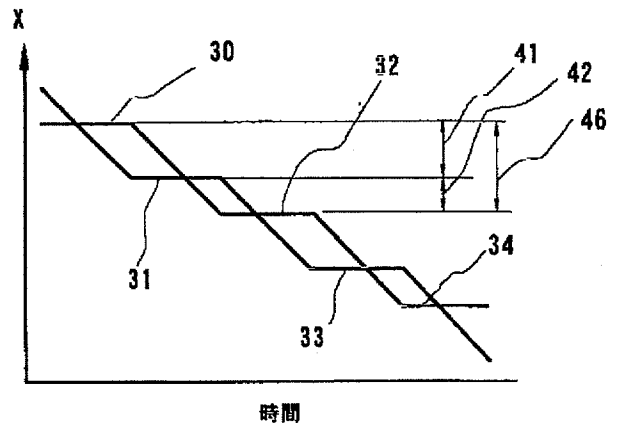




【図4】

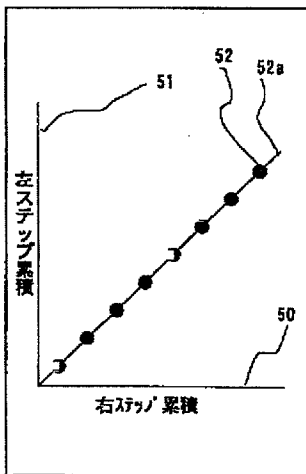


【図5】



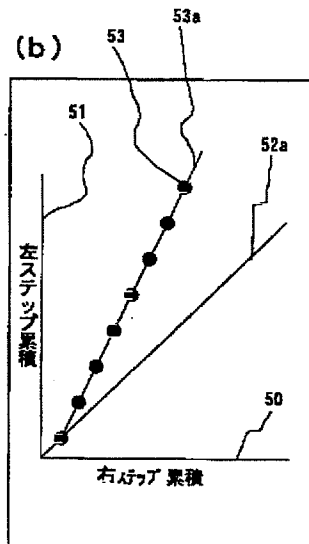
【図6】

(a)



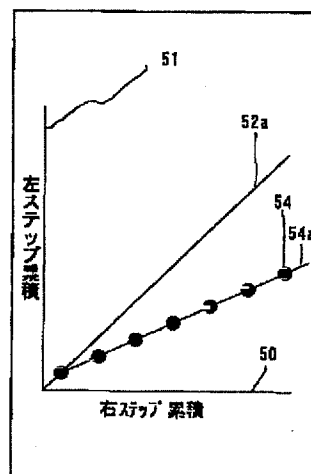
健常者

(b)



左片麻痺

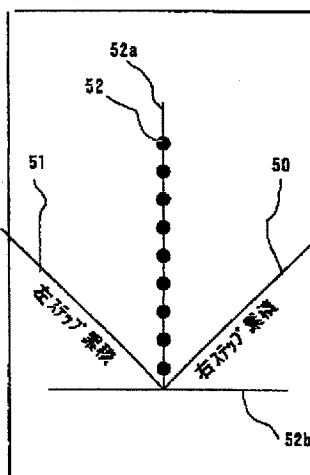
(c)



右片麻痺

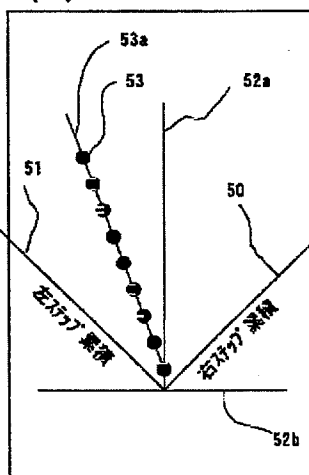
【図7】

(a)



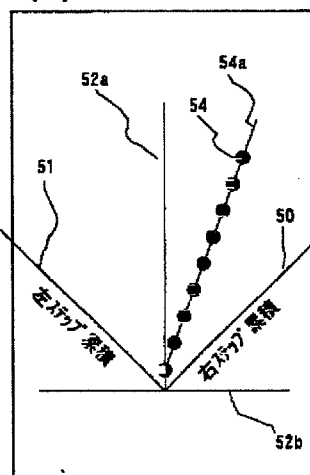
健常者

(b)



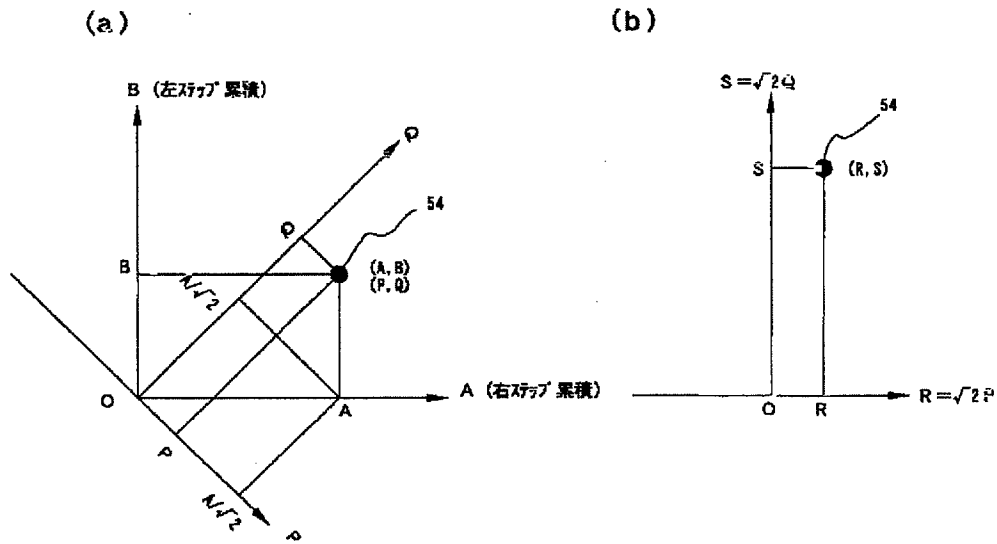
左片麻痺

(c)

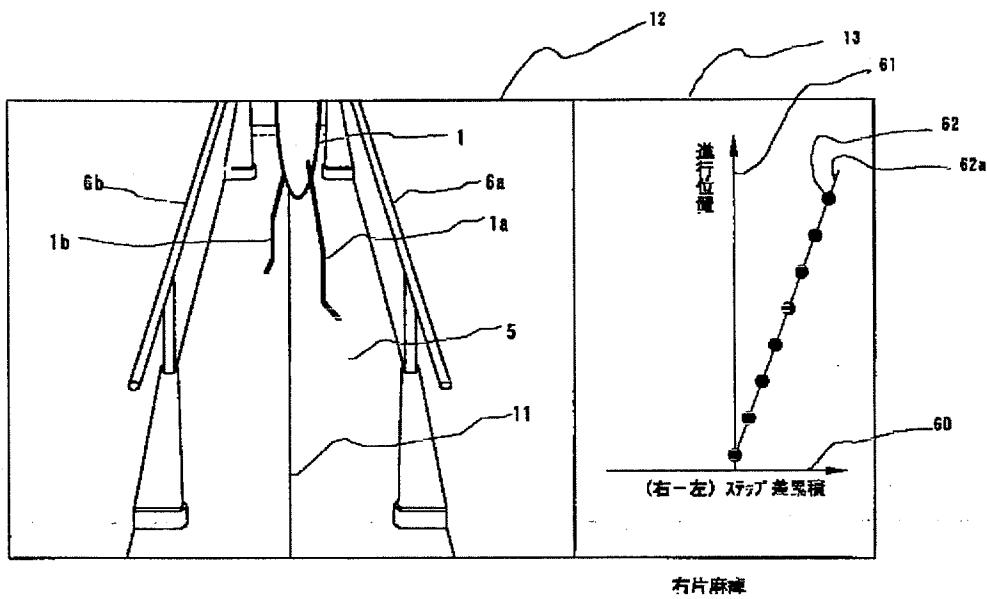


右片麻痺

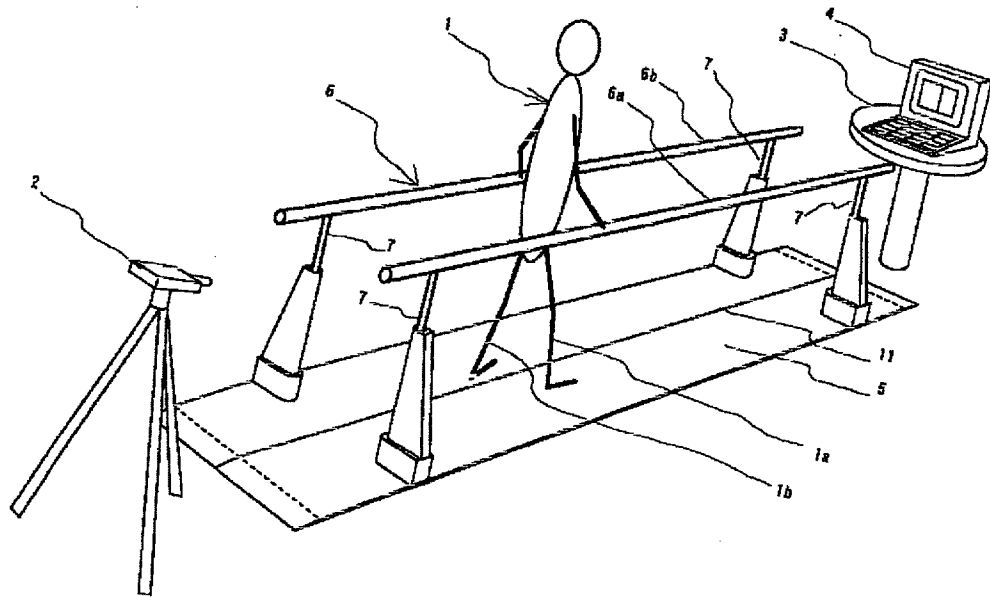
【図8】



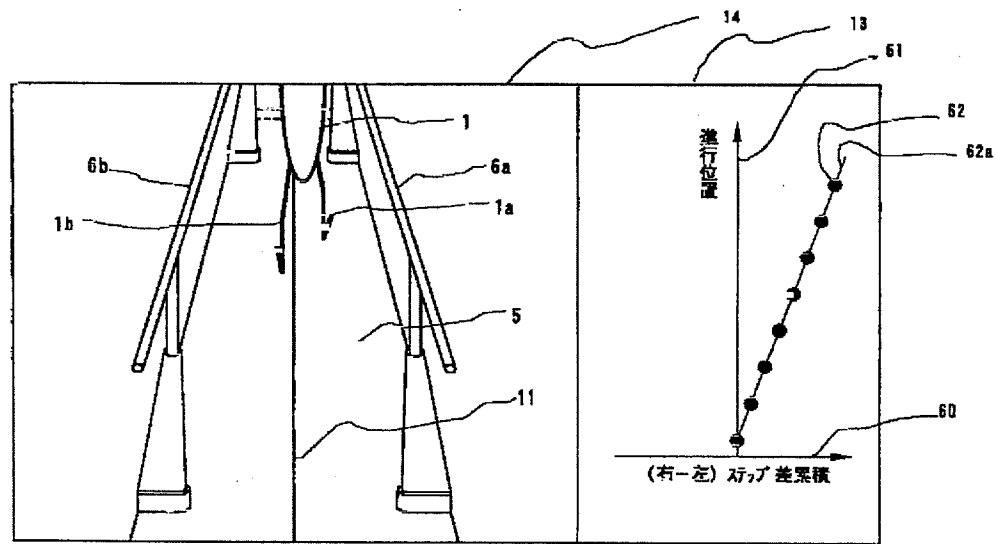
【図9】



【図10】

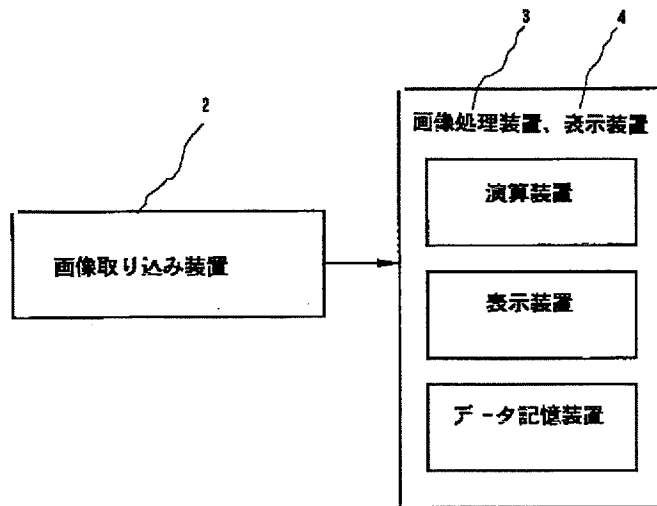


【図11】



右片麻痺

【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 高木 昭輝  
新潟県新潟市島見町1398番地 新潟医療福  
祉大学内

Fターム(参考) 4C038 VA04 VA12 VB14 VB17 VC05